

Biomehanika u ortopediji

Paripović, Edvin

Master's thesis / Diplomski rad

2015

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:105:034056>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-06-01**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine
Digital Repository](#)



**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Edvin Paripović

Biomehanika u ortopediji

DIPLOMSKI RAD



Zagreb, 2015.

Ovaj diplomski rad izrađen je na **Klinici za Ortopediju KBC-a Zagreb** pod vodstvom **doc.dr.sc. Gorana Bićanića** i predan je na ocjenu u akademskoj godini 2014/2015.

SADRŽAJ

Sažetak

Summary

1. Uvod.....	1.str
2. Osnove biomehanike.....	2.str
2.1. Fizika u biomehanici.....	2.str
2.2. Biomehanika lokomotornog sustava.....	4.str
2.3. Osnovni principi biomehanike u ortopediji.....	5.str
3. Zglob kuka.....	7.str
3.1. Anatomija zgloba kuka.....	7.str
3.2. Geometrija zgloba kuka.....	8.str
3.3. Biomehanika zgloba kuka.....	10.str
4. Koljenski zglob.....	14.str
4.1. Anatomija koljenskog zgloba.....	14.str
4.2. Biomehanika koljenskog zgloba.....	15.str
4.3. Dijagnostika u koljenskom zglobu.....	22.str
5. Patološki hod.....	23.str
5.1. Normalan hod.....	23.str
5.2. Šepanje.....	24.str
Zaključak.....	28.str
Zahvala.....	29.str
Literatura.....	30.str
Životopis.....	33.str

SAŽETAK

Biomehanika u ortopediji je široko područje koje se bavi primjenom zakona mehanike na čovjekov lokomotorni sustav. Za shvaćanje osnovnih pravila potrebno je imati znanja fizike, osnovna znanja matematike, te znanja iz područja medicine, prvenstveno anatomije lokomotornog sustava i ortopedije. Zglobove, u biomehaničkom smislu, možemo promatrati kao središta osi vrtnje, a udove kao poluge. Uzgobljena tijela nalazit će se u stanju ravnoteže ako im momenti sila s obje strane budu jednaki, gdje najčešće s jedne strane djeluje težina promatranog dijela tijela, a s druge mišićna sila koja se protivi toj težini u cilju održavanja ravnoteže. Na zglobu kuka se počela primjenjivati suvremena biomehanika. U biomehaničkom smislu zglob kuka najjednostavnije je promatrati kod uspravnog stajanja na dvije noge gdje je sila jednako raspodijeljena na oba zgloba, te težišnica prolazi kroz središte zdjelice, duž kralježnice. Kod zgloba kuka postoje dvije poluge na koje djeluju sile, a to su lateralna, mjesto djelovanja mišićne sile, i medijalna poluga, mjesto djelovanja težine tijela. Opterećenje zgloba je mnogo veće kod stajanja na jednoj nozi ili kod hoda. Održavanje stabilnosti u zglobu kuka bitno je zbog održavanja stabilnosti tijela u prostoru, te kretanja. Zajedno sa zglobom kuka u tome sudjeluje i koljenski zglob, kao najveći zglob u tijelu. I zglob kuka i koljenski zglob trajno su pod opterećenjem i biomehanika u ortopediji se bavi upravo shvaćanjem utjecaja sila na neke promjene koje se događaju u zglobovima, te utjecaj nekih promjena na nastanak poremećaja u biomehaničkim odnosima. Glavni klinički znak kojim se očituje poremećaj na razini zgloba kuka ili koljenskog zgloba je šepanje. Jedan od razloga poremećaja u hodu, uz neke uzroke koji nisu vezani za biomehaniku, je upravo poremećaj u djelovanju sila na zglob, zbog čega često dolazi do kompenzacijskog patološkog hoda u svrhu održavanja ravnoteže. Utjecaj nošenja razne vrste obuće, nošenje cipela s visokom petom kod žena na promjene u zglobovima koljena, područja su kojima se bavi biomehanika. Nošenje štapa na strani suprotnoj od strane bolesnog kuka u cilju smanjenja momenata sile, smanjenjem težine tijela, isto je područje kojim se bavi biomehanika u ortopediji. Proučavanjem djelovanja sila na koljenski zglob kod čučnjeva, također.

Ključne riječi: biomehanika, ortopedija, sila, poluga, moment sile

SUMMARY

Biomechanics in orthopaedics is a wide field which deals with the application of laws of mechanics on the human locomotor system. Understanding its fundamental rules calls for knowledge of physics, basic mathematics and diverse fields of medicine, particularly the anatomy of the locomotor system and orthopaedics. From a biomechanical perspective joints can be viewed as centres of the rotation axis, and limbs as levers. Jointed bodies achieve equilibrium if moments of force on both of the sides are equal, whereby mostly on one side there is the effect of weight of the examined body part, and on the other there is muscular force opposed to that weight in order to keep the balance. Contemporary biomechanical approaches are now used on the hip joint. Biomechanically, the hip joint is best examined when standing up straight on both legs, whereby the force is equally divided between both joints and the median runs through the centre of the pelvis, along the spine. In the case of the hip joint, there are two levers on which forces are exerted – the lateral, which is the place where the muscular force is exerted, and the medial lever, which is where the body's weight acts. Joint stress is significantly higher when standing on one leg or when walking. Maintaining stability of the hip joint is important for keeping the body stable in space and for moving. In addition to the work of the hip joint, this is also accomplished by the knee joint, the largest joint in the human body. Both the hip and the knee joints are under constant pressure. Orthopaedic biomechanics focuses on the effect of forces on particular changes taking place in the joints and the impact these changes have on the development of biomechanical dysfunctions. The principal clinical sign of dysfunctional hip joint or knee joint is limping. Apart from some causes not related to biomechanics, one of the causes of deviations from the normal gait pattern is abnormal exertion of forces on the joint, often leading to a compensatory pathological gait so as to keep the balance. The effects of wearing various types of footwear, such as high heels by women, on changes in the knee joints are problems focused on by biomechanics. In addition to this, it deals with the issue of using a walking cane held contralateral to the affected hip so as to reduce the torque by reducing the body's weight, and analyzes the acting of forces on the knee joint when performing squats.

Key words: biomechanics, orthopaedics, force, lever, moment of force

1. UVOD

„Biomehanika, kao znanost koja se bavi proučavanjem djelovanja mehaničkih utjecaja na živi organizam.“ (Ivo Ruszkowski 1989.).

Biomehanika je interdisciplinarna struka, koja se razvijala iz anatomije, fiziologije i ortopedije. Biomehaniku možemo definirati kao objedinjenje fizike i biologije, razmatrati utjecaje dinamike i statike na funkciju lokomotornog sustava, te sve to primijeniti u rješavanju medicinskih problema. (Ruszkowski 1989.) Mehanika je relativno jednostavna znanost, no njena primjena na živom organizmu (biosistemu) je daleko od jednostavne. Biosistem predstavlja bezbroj izazova jer ne podliježe jednakim zakonima fizike kao sistemi u mehanici. Da bi se lakše shvatila biomehanika je pojednostavljena. (Huston 2008.) U ovom radu bit će opisani osnovni pojmovi fizike, biomehanika lokomotornog sustava, te općenito biomehanika u ortopediji. Rad će se baviti biomehanikom dva zgloba noge, a to su zglobovi kuka i koljena. Na zglobu kuka moguće je, pomoću pojednostavljenih modela vage, prikazati utjecaje sila. Kuk je relativno jednostavan za shvatiti osnovne pojmove biomehanike i primijenjenu fiziku. Koljeno, kao kompleksniji zglob donjeg uda, zajedno sa zglobom kuka sudjeluje u svakodnevnim kretnjama čovjeka. Razne patologije u ova dva zgloba, zajedno sa zglobovima stopala koje nije obrađeno u radu, dovode do poremećaja funkcije koja se onda očituje klinički, jedan od primjera je patološki hod. Dakle biomehanika je interdisciplinarno područje koje objedinjuje znanja iz raznih struka. Razvojem tih struka razvijala se i biomehanika, no neki osnovni principi koji će većinom biti prikazani u radu ostali su isti, te će oni biti korišteni za shvaćanje osnova biomehanike u ortopediji. Također, biomehaniku je nemoguće shvatiti bez skica i slika koje prikazuju smjerove i mjesta djelovanja sila, tako da rad sadrži dosta slika.

2. OSNOVE BIOMEHANIKE

2.1.FIZIKA U BIOMEHANICI

Za početak je potrebno je definirati neke pojmove iz fizike, kao što su sila, moment sile, statika, dinamika te Newtonovi zakoni, s idejom lakšeg shvaćanja daljnjeg teksta.

Sila je vektorska veličina, mjerna jedinica je jedan njutn (N), a vektor je veličina koja ima svoj iznos, smjer i orijentaciju. Vektore možemo zbrajati, oduzimati, množiti i podijeliti na komponente. Zbrajanjem vektora dobije se rezultanta. Rezultanta više sila je sila koja prikazuje njihovo zajedničko djelovanje na neko kruto tijelo i također je vektorska veličina. Uz silu i brzinu je također vektorska veličina. Osim vektorskih postoje i skalarne veličine, koje imaju samo iznos, kao što su masa, obujam, temperatura.

Statiku definiramo kao djelovanje sile na kruto tijelo u sustavu ravnoteže, a dinamiku kao djelovanje sile na gibanje tijela. Statika i dinamika bazirane su na Newtonovim zakonima. Tri su Newtonova zakona. Prvi zakon koji govori da ako na tijelo ne djeluje vanjska sila ili je rezultanta sila jednaka nuli tijelo se ne giba ili se giba jednoliko po pravcu, taj zakon koristimo u analizi statike. Drugi zakon govori da ako na tijelo djeluje sila ono se giba jednoliko ubrzano, koristimo ga u analizi dinamičkih procesa. Treći zakon, zakon akcije i reakcije, govori da kolikom silom jedno tijelo djeluje na drugo tijelo istom silom drugo tijelo djeluje na prvo, koristimo ga u analizi interakcije tijela.

Sila je mehaničko pritiskanje ili povlačenje tijela koje uzrokuje efekte akceleracije (vanjski efekt) i naprezanja (unutarnji efekt). Sila može na tijelo djelovati perpendikularno (normalna sila, djeluje okomito), tangencijalno, može djelovati tlačno i vlačno (spada u perpendikularnu silu). Pošto se gibanja u tijelu događaju oko osi vrtnje, to jest zglobova, potrebno je spomenuti i moment sile koji je također vektorska veličina koja tijelu daje kutno ubrzanje, mjerna jedinica je njutnmetar (Nm). Računa se kao umnožak sile i kraka sile :

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$$

Krak je udaljenost između osi vrtnje i pravca djelovanja te iste sile. Da bi se lakše analizirale sile i izračunao moment sile, sila se dijeli na komponente - x i y smjer u koordinatnom sustavu, s kutom θ između. Tu pomažu neka osnovna znanja trigonometrije, iz čega onda dobivamo da je

$$F_x = F \cos \theta$$

$$F_y = F \sin \theta$$

Potrebno je još spomenuti moment savijanja jer kod djelovanja vanjske sile na polugu (ud, kost) dolazi do savijanja poluge.

Radi lakše analize vanjskog djelovanja sila pojednostavljena biomehanika koristi modele i dijagrame. Potrebno je odrediti sustav koji ćemo promatrati (na primjer zglob kuka ili rameni zglob). Zatim odabrati koordinatni sustav u kojem ćemo taj zglob promatrati (Kartezijev koordinatni sustav) te onda u tom koordinatnom sustavu izolirati tijela koja ćemo promatrati (poluge). Potrebno je i definirati stanje ravnoteže, primjenom Newtonovih zakona, da je $\Sigma F = 0$ i $\Sigma M = 0$. Težina svakog pojedinačnog tijela (uda, poluge) djeluje kroz težište tijela, težište cijelog tijela nalazi se malo ispred drugog sakralnog kralješka. Ovo je samo polazišna točka za daljnju analizu djelovanja sila na tijelo.

Naprezanje, odnosno unutarnju efekt sile na tijelo, također je bitan segment djelovanja sila na tijelo. Tim područjem bavi se posebna grana mehanike koja se naziva biomaterijali. Ona proučava unutarnje učinke sile uslijed vanjskog opterećenja tijela. Četiri su vrste sila koje djeluju na tijelo, a to su tlačne i vlačne sile, torzijske i trgajuće sile. Te sile uzrokuju deformacije koje mogu biti privremene—elastične deformacije i trajne—plastične deformacije. Naprezanje je definirano kao unutarnji otpor tijela na opterećenje i mjerna jedinica mu je 1 paskal (Pa), ima istu mjernu jedinicu kao i tlak, samo što je tlak pritisak vanjske sile na tijelo. Istezanje je definirano kao relativna mjera deformacije uslijed opterećenja i računa se kao količnik promijenjene duljine i originalne duljine. Postoje modeli i krivulje koji opisuju odnos ovisnosti naprezanja i istezanja. Youngov model elastičnosti (E) koji opisuje krutost nekog materijala:

$$E = \text{naprezanje} / \text{istezanje}$$

Slično kao i Youngov model, Hookov zakon govori da su naprezanje i istezanje proporcionalni do određene točke. Youngov model elastičnosti karakterističan je za svaki materijal i što je E veći to materijal može izdržati veće sile. Materijali mogu biti lomljivi, rastegljivi, viskoelastični (kosti i ligamenti)—imaju svojstva i tekućina i krutih tvari i većina bioloških tkiva ima takva svojstva. Materijali mogu također biti i izotropni što znači da su mehanička svojstva jednaka u svim smjerovima djelovanja opterećenja i anizotropni gdje su svojstva različita ovisno o djelovanju opterećenja. Kost ima anizotropna svojstva, gdje je jača kod aksijalnog opterećenja, nego kod radijalnog. Tako da Youngov model elastičnosti za kost ovisi o djelovanju opterećenja na kost. (Miller et al 2012.)

2.2. BIOMEHANIKA LOKOMOTORNOG SUSTAVA

Pošto se biomehanika bavi mehanikom živih bića, u ovom slučaju čovjeka, pretežno njegovim lokomotornim sustavom, potrebno je napisati par stvari o njemu. Lokomotorni sustav čine kosti, ligamenti, tetive, hrskavice, mišići i zglobovi. Os vrtnje u tijelu događa se oko zglobova. Zglobovi (diarthrosis) su diskontinuirani spojevi između kostiju. Zglobovi se sastoje od zglobnih tijela, zglobne čahure (membrana synovialis i membrana fibrosa) i pukotine (cavitas articularis) između zglobnih tijela, te sveza (ligamenta), intraartikularne pločice (disci et menisci articulares), zglobne usne (labra articularia) i sluzne vrećice (bursae synoviales). Zglob minimalno čine dva zglobna tijela, od kojih je jedno gibljivo a drugo je u relativnom mirovanju. Zglobovi se mogu podijeliti s obzirom na osi, zglobovi s jednom, dvije ili više osi. Po stupnjevima slobode, pokazuje međusobnu pokretljivost zglobova, zglobovi s jednim, dva i tri stupnja slobode. S obzirom na broj zglobnih tijela postoje jednostavni (articulatio simplex) koji se sastoji od dva zglobna tijela i složeni zglobovi (articulatio composita) koji se sastoji od više od dva zglobna tijela. Po obliku zglobnih tijela postoje zglobovi s dvije ravne zglobne plohe (articulatio plana), kutni zglobovi (ginglymus), obrtni zglobovi (articulatio trochoidea), jajoliki zglobovi (articulatio ellipsoidea), sedlasti zglobovi (articulatio sellaris), kuglasti zglobovi (articulatio spherioidea). Posebna vrsta kuglastog zgloba predstavlja zdjelčni zglob (articulatio cotylica) u kojemu, zbog hrskavičnog ruba koji ga povećava, konkavno zglobno tijelo obuhvaća konveksno, glavu bedrene kosti, preko ekvatora. (Platzer 2003.)

2.3.OSNOVNICI PRINCIPI BIOMEHANIKE U ORTOPEDIJI

Ispitivanja na području biomehanike sve više nalaze svoju primjenu na području ortopedije. Povijesno gledano, Wolff je ustanovio da se pod različitim opterećenjem mijenja unutarnja građa i oblik kosti. Veći tlak uzrokuje hipertrofiju, a smanjeni tlak razgradnju kosti, što se još naziva Wolffov zakon transformacije kosti. W. Roux je rekao da su organi građeni tako da uz minimum materijala daju maksimum funkcije, zakon maksimum-minimum, promjenom funkcije dolazi do promjene strukture kosti. Funkcionalno prilagođavanje definirano je kao „prilagodba kosti na njenu funkciju izvršenjem te funkcije“ . Potpuno prilagođeni organi na neku funkciju po Rouxu nalaze se u uravnoteženom stanju. Opterećenja (podražaji) mogu biti laki, srednji i jaki. Laki i srednji utječu na fiziološku aktivnost, dok jaki podražaji štete. Kummer je napravio pojednostavljeni oblik shematskog prikaza utjecaja mehaničkih faktora na žive materije. Sila koja djeluje na stanicu izaziva dva zbivanja, a to su apozicija i resorpcija kosti. Kada su mehanički uvjeti fiziološki s normalnom reakcijom tkiva postoji ravnoteža između resorpcije i apozicije, kod pojačane sile (opterećenja) dolazi do pojačane apozicije, a kod smanjene do resorpcije kosti. Prva ispitivanja koja su pokazala ispravnost teorija na kliničkom materijalu napravio je Pauwels. (Ruszkowski 1989.)

Gravitacijska sila djeluje na sva tijela, dakle sva tijela se odupiru sili teži da bi se u mehaničkom smislu održala ravnoteža. Kosti su poluge na koje djeluju s jedne strane mišići, a s druge sila teža. Središta vrtnje nalaze se u zglobovima. Sila mišića djeluje protiv sile teže kao suprotni tereti gdje je njena sila unutarnja, a gravitacijska sila vanjska sila. Ako su produkti sile i poluge (kraka) jednaki s obje strane, dakle momenti sila su jednaki, govorimo o ravnoteži zgloba. Statika i dinamika u analizi pokreta i držanja su vrlo bliske i teško je razumjeti jedno bez drugog. Pauwels je princip funkcionalnog prilagođavanja sveo na to da osnovni zahtjev za štednju materijala mora biti uklanjanje sile savijanja i sile naprezanja. Ovo se donekle slaže i sa Rouxovim zakonom, ali samo ako su naprezanja u fiziološkim granicama. Na ovaj način se povećava egzistencija bića, povećanjem izdržljivosti organa (lokomotornog sustava). Smanjenje naprezanja i savijanja moguće je postići tako da na oba kraka djeluju jednake sile, to jest momenti sila im moraju biti jednaki. Ako pretpostavimo da je kost krak, zglob oslonac, a mišići i težina tijela sila, tada se zglob bude nalazio u stanju

ravnoteže kada bude opterećen s više od jedne sile, čiji će momenti biti jednaki. Iako tu sile djeluju na dva mjesta i oslonac je opterećen s dva tereta, naprezanje se smanjuje. U tom slučaju najveće opterećenje podnosi zglobov koji je jednako zbroju sila koje djeluju na poluge. Najbolji primjer tih opterećenja je zglobov kuka. (Ruszkowski 1989.)

3. ZGLOB KUKA

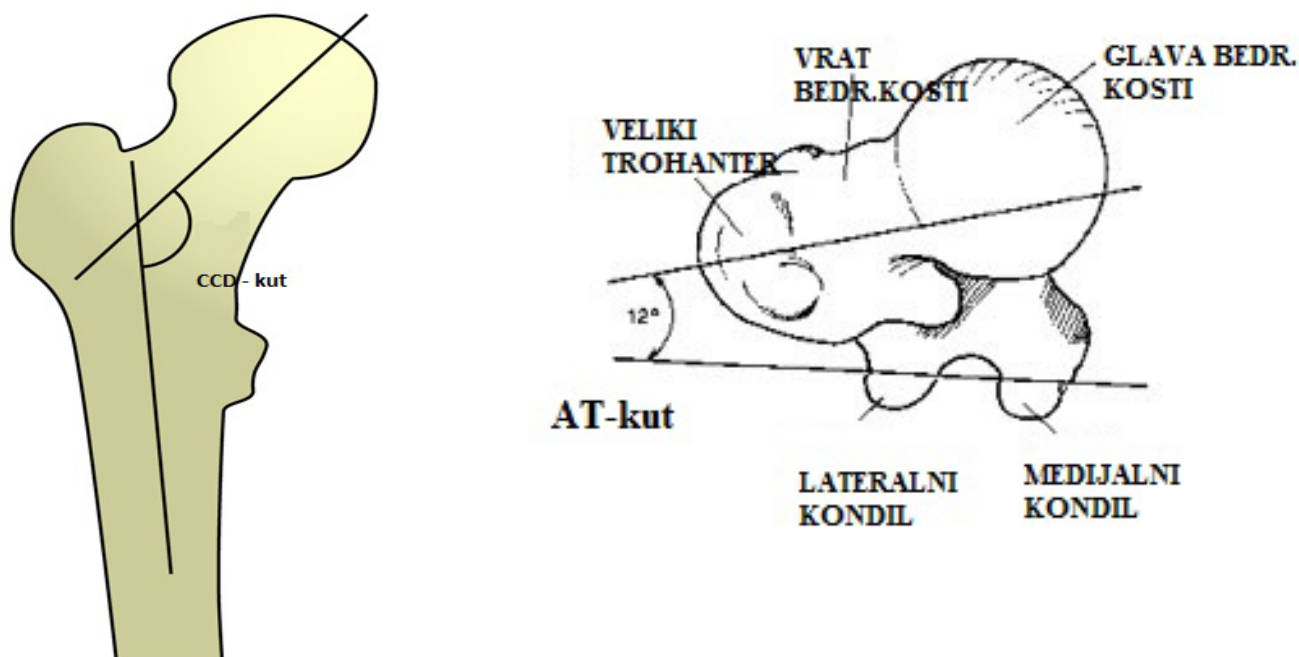
Zglob kuka spada u kuglaste zglobove (*articulatio cotylica*). Moguće su kretnje u tri osnovne ravnine – sagitalnoj, frontalnoj i horizontalnoj. Moguće je izvoditi fleksiju, ekstenziju, abdukciju, adukciju, cirkumdukciju i rotaciju, te kombinacije ovih kretnji. Pokretljivost u kuku ovisi o odnosu zglobnih tijela, svezama, mišićima i ostalim faktorima koji ograničavaju pokretljivost zgloba. (Ruszkowski 1989.)

3.1. ANATOMIJA ZGLOBA KUKA

Articulatio coxae (zdjelčni zglob, zglob kuka) tvori konkavno zglobno tijelo – *facies lunata acetabuli*, koje je prošireno rubnom hrskavicom – *labrum acetabuli*, i konveksno zglobno tijelo – *caput femoris*. Dvije trećine glave bedrene kosti obuhvaćeno je konkavnim zglobnim tijelom. (Krmpotić-Nemanić et Marušić 2007.) Koštani dio konkavnog zglobnog tijela čine os *ilium*, *ishium* i *pubis*, a proširenje *labrum acetabuli* ima ulogu da pri maksimalnim kretnjama vrat bedrene kosti ne udara po koštanom dijelu. Kontakt između glave bedrene kosti i acetabulma nije čitavom plohom, nego dijelom koji ima oblik polumjeseca (*facies lunata*) i takav spoj pomaže u osnovnoj kretnji u kuku, hodu. (Ruszkowski 1989.) Četiri su intrakapsularna ligamenta u kuku – *zona orbicularis*, *lig. iliofemorale*, *lig. ischiofemorale* i *lig. pubofemorale*, i jedan intrakapsularni ligament – *lig. capitis femoris*. Mišići fleksori kuka su *m. iliopsoas*, *m. rectus femoris*, *m. sartorius*, *m. pectineus*, *m. tensor fasciae latae* te *mm. adductorii*. Ekstenzori su *m. gluteus maximus*, *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. biceps femoris* i *m. adductor magnus*. Abduktori su *mm. gluteus medius et minimus*, *m. tensor fasciae latae*, *m. sartorius*, *m. piriformis*. Aduktori su *mm. adductor longus*, *magnus et brevis*, *m. pectineus* i *m. gracilis*. Unutrašnji rotatori su *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus* i *m. tensor fasciae latae*. Vanjski rotatori *m. obturatorius internus* i *mm. gemelli*, *m. obturatorius externus*, *m. quadratus femoris*, *m. piriformis*, *m. sartorius* i *m. gluteus maximus*. (Krmpotić- Nemanić et Marušić 2007.)

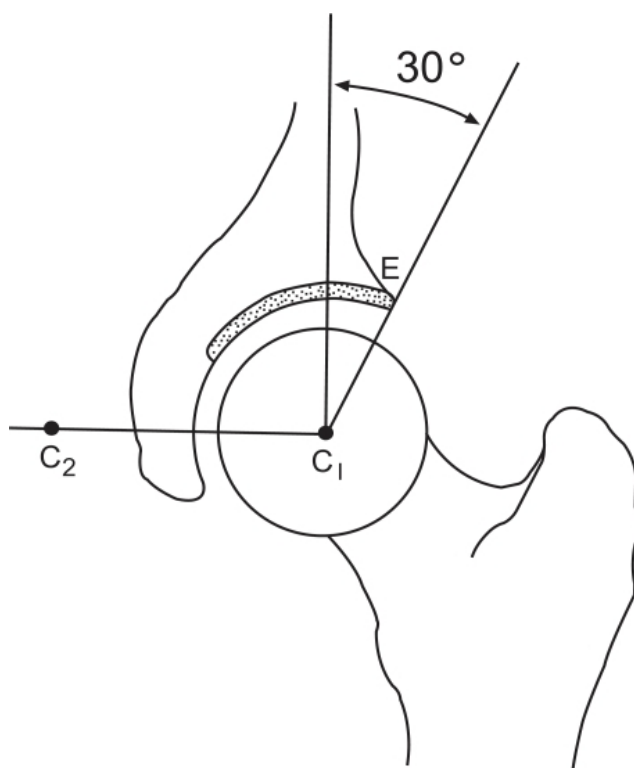
3.2.GEOMETRIJA ZGLOBA KUKA

Kolodijafizarni kut je kut između uzdužne osi vrata bedrene kosti te uzdužne osi dijafize bedrene kosti, CCD-kut, u frontalnoj ravnini. Antetorzijski kut, AT-kut, antetorzija proksimalnog femura ili anteverzija glave, je kut između osi vrata bedrene kosti i poprečne transkondilarne koljenske osi. Kolodijafizarni kut se odrastanjem smanjuje, u prvoj godini života u prosjeku iznosi 148° , a kod odraslog čovjeka kreće se od 120° do 136° , prosjek 125° . Kod muškaraca je taj kut veći nego kod žena i veličina ovog kuta uvjetovana je funkcijom zgloba kuka i raspodjele sila na njega. Antetorzijski kut nije toliko funkcijski uvjetovan i ima veliki raspon, od 4° do 20° čak i do 37° , prosjek 12° . Prostorno acetabulum je u sagitalnoj ravnini usmjeren prema naprijed, varira ovisno o položaju zdjelice, a bitan je u primijenjenoj biomehanici. Za geometrijski prikaz zgloba kuka koristi se anteroposteriorna i mediolateralna rendgenska snimka, koje se u slučaju kolodijafizarnog antetorzijskog kuta preračunavaju pomoću posebnih tablica, u stvarne veličine. Prikaz acetabuluma i njegov prostorni položaj bitan je u primijenjenoj biomehanici. Posebno se obraća pažnja na krov acetabuluma. (Ruszkowski 1989.)



Slika 1: CCD-kut i AT-kut, modificirano. PREMA: <http://imgarcade.com/1/coxa-varum> (19.6.2015.) i <http://thegaitguys.tumblr.com/post/44139787092/twisted-part-4-hopefully-you-have-been> (25.6.2015.)

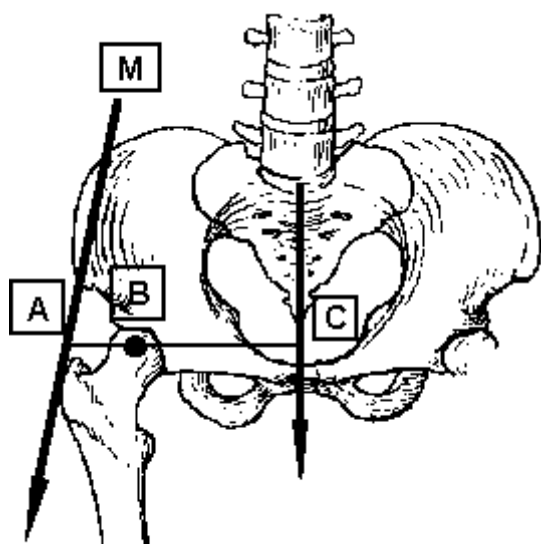
Na rendgenskoj snimci još se određuje središte acetabuluma, CE-kut (Wiberg) kut između sagitalnog pravca i pravca koji prolazi središtem glave bedrene kosti i lateralnim i gornjim rubom acetabuluma, određuje se i dubina acetabuluma. Svi ovi geometrijski prikazi pomažu pri dijagnostici preartrozičnih stanja, na koja izravno utječe biomehanika samog zgloba. (Ruszkowski 1989.)



Slika2:CE-kut(Wiberg). PREMA:http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3093813_TOORTHJ-5-124_F6&req=4 (19.6.2015.)

3.3.BIOMEHANIKA ZGLOBA KUKA

Zglob kuka je prvi zglob na kojem se počela primjenjivati suvremena biomehanika. Da bi se lakše shvatila biomehanika i njen utjecaj na zglobove dobro je početi s objašnjavanjem stajanja na obje noge u proučavanju biomehanike kuka. Kada čovjek stoji u stavu mirno s ramenima i zdjelicom postavljenom horizontalno s podlogom, smjer djelovanja sile na zglob kuka je okomit na glavu bedrene kosti. Oba kuka su jednako opterećena, svaki kuk sa polovicom težine tijela čovjeka. Težište (T) je okomito na polovicu spojnice što spaja središta glava bedrenih kosti. Težišnica je okomita na podlogu i prolazi sredinom slabinske kralježnice. Kod stajanja raspodjela sila koje djeluju na kuk su jednostavnije nego kod kretanja (hodanja, trčanja) ili stajanja na jednoj nozi. Za pojednostavljeni prikaz može se koristiti model vage. Kod stajanja na dvije noge raspodjela sila drugačija je nego kod stajanja na jednoj nozi. (Ruszkowski 1989.) Inače zglob kuka može podnijeti silu koja je tri do šest puta veća od težine tijela. (Miller et al 2012.)



Slika 3. odnos sila u kuku kod stajanja na dvije noge. PREMA: <http://imgbuddy.com/hip-abductor-muscles.asp> (21.6.2015.)

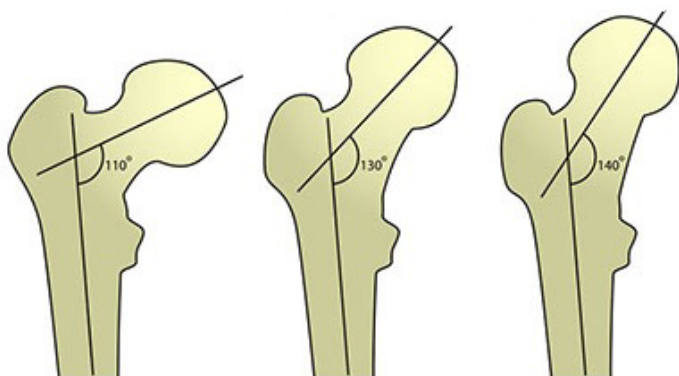
[illegible]

PREMA:http://www.qucosa.de/recherche/frontdoor/?tx_slubopus4frontend%5bid%5d=urn:nbn:de:bsz:ch1-199801533 (21.6.2015.)

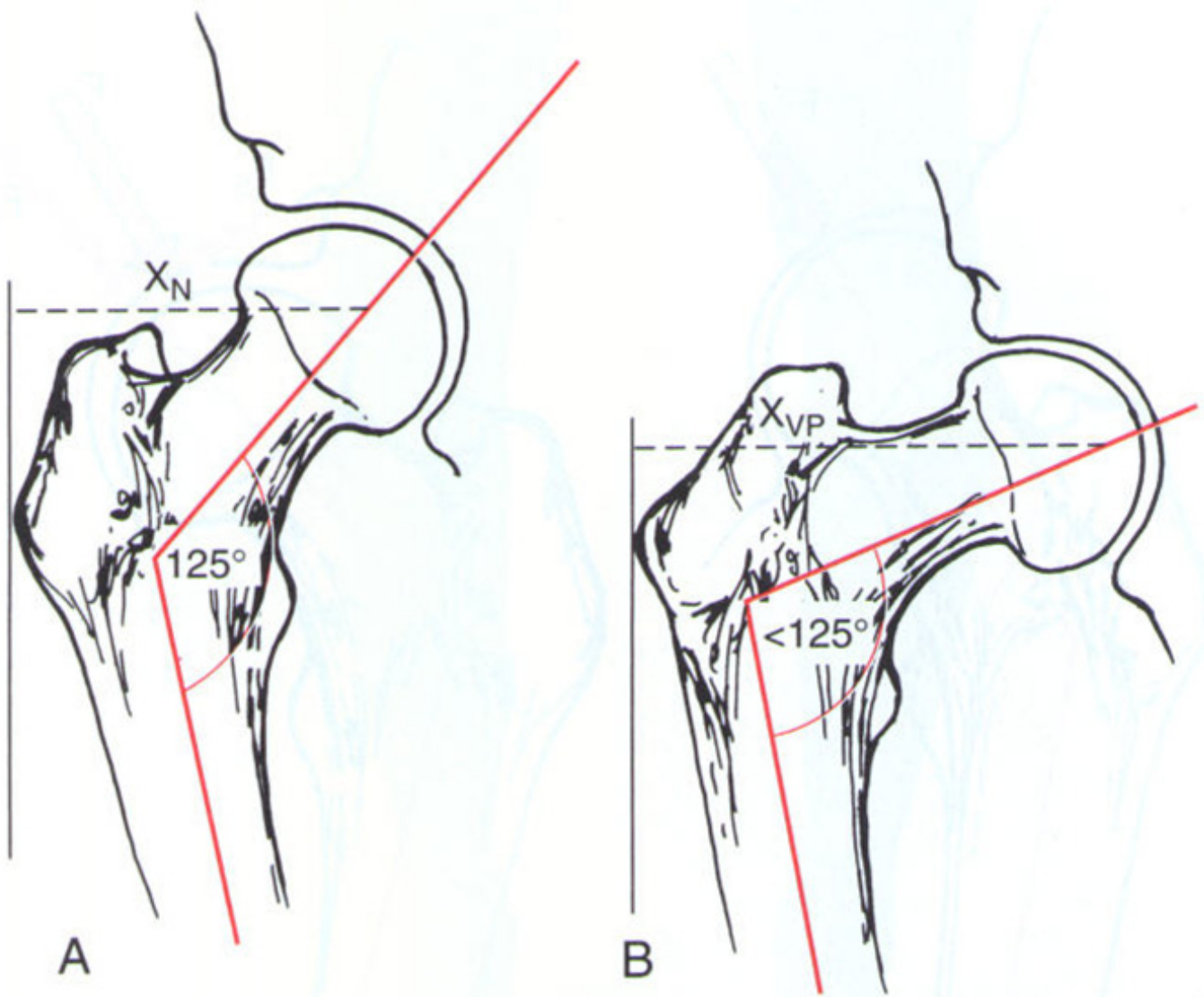
Rezultanta sila opterećenja kuka, kod stajanja na jednoj nozi, dobiva se vektorskim zbrajanjem težine tijela (pravilo paralelograma), gdje težišnica (T) prolazi sredinom zdjelice okomito na podlogu, a mišićna sila (M) djeluje na drugu stranu poluge. Kod hoda težišnica ne prolazi kroz sredinu zdjelice.

Mišićna snaga održava tijelo u ravnotežnom položaju i ona se mijenja ovisno o potrebi, a poluga na koju određeni mišići kuka djeluju je konstantna, i ona je jednaka udaljenosti hvatišta mišića (trohanter) i središta zgloba kuka (lateralna poluga). Poluga djelovanja sile teže je promjenjiva i ona uvjetuje veličinu opterećenja kuka, ta poluga jednaka je udaljenosti između središta zgloba kuka i težišnice (medijalna poluga). (Ruszkowski 1989.)

Dužina lateralne poluge je konstantna u čovjeka, no ona se razlikuje od čovjeka do čovjeka. Tako kod coxae varae je ta poluga duža nego kod coxae valge, što rezultira manjim opterećenjem zgloba kuka kod coxae varae. Zbog relativno male dužine poluge kod coxae valge, mišićna sila koja djeluje na lateralnu polugu mora biti veća da bi se tijelo održalo u ravnotežnom položaju i posljedično tome opterećenje zgloba kuka je veće. Opterećenje zgloba kuka jednako je zbroju sila koje djeluju na obje poluge, dakle težine tijela i mišićne sile. Što je trohanter udaljeniji to je bolje, jer je opterećenje kuka manje. (Ruszkowski 1989.)



Slika 5. Coxa vara i valga, dužina lateralne poluge. PREMA: <http://www.docteurclic.com/dictionnaire-medical/coxa-valga.aspx> (19.6.2015.)



Slika 6. Coxa vara, dužina lateralne poluge veća nego kod normalnog ccd-kuta. PREMA:
<https://www.studyblue.com/notes/note/n/pt-411-study-guide-2013-14-schwartz/deck/9004389> (21.6..2015.)

4. KOLJENSKI ZGLOB

Koljenski zglob (articulatio genus) po mehanici je trochoginglymus te je najveći zglob našeg tijela. Moguće su kretnje fleksije i ekstenzije, te u fleksiji je moguća rotacija oko osi potkoljenice. (Krmpotić- Nemanić et Marušić, 2007.)

4.1. ANATOMIJA KOLJENSKOG ZGLOBA

Articulatio genus (koljenski zglob) čine tri zglobna tijela, konveksno - condyli femoris, konkavno - condyli tibiae, te patella. Kao ublaživači opterećenja zglobova služe menisci (menisci articulares), oni također smanjuju nesukladnost zglobnih tijela. Dva su meniska, lateralni i medijalni koji je mnogo manje gibljiv od lateralnog. U koljenskom zglobu nalaze se sljedeće sveze: lig. patellae koja je nastavak mišića kvadricepsa, lig. popliteum obliquum (kosa poplitealna sveza) pojačava stražnju stranu zglobne ovojnice, lig. popliteum arcuatum (lučna poplitealna sveza) isto pojačava stražnju stranu zglobne ovojnice, lig. collaterale tibiale (tibijalna bočna sveza) nalazi se na medijalnoj strani zgloba i ona je čvrsto srasla s medijalnim meniskom, lig. collaterale fibulare (fibularna bočna sveza) nalazi se lateralno i nije srasla ni s čahuricom ni s lateralnim meniskom, lig. cruciatum anterius (prednja križna sveza) koja sprječava pomak femura prema natrag i hiperekstenziju zgloba i lig. cruciatum posterius (stražnja ukrižena sveza) koja sprječava hiperfleksiju zgloba. U zglobu se nalazi mnogo sinovijalnih vreća. Koljeno se funkcionalno dijeli na četiri dijela: Meniskofemoralni medijalni dio u kojem su mogući svi pokreti koljena – fleksija, ekstenzija, vanjska i unutarnja rotacija. Meniskotibijalni medijalni dio normalno u njemu nema kretnji. Meniskofemoralni lateralni dio u njemu se odvija fleksija i ekstenzija. Meniskotibijalni lateralni dio moguća je rotacija. Glavni fleksori koljena su m. semimembranosus, m. semitendinosus i m. biceps femoris. Ekstenzori su m. quadriceps femoris i m. tensor fasciae latae. Unutarnju rotaciju rade m. popliteus, m. semimembranosus i m. semitendinosus, dok vanjsku rotaciju radi m. biceps femoris. (Krmpotić- Nemanić et Marušić, 2007.)

4.2. BIOMEHANIKA KOLJENSKOG ZGLOBA

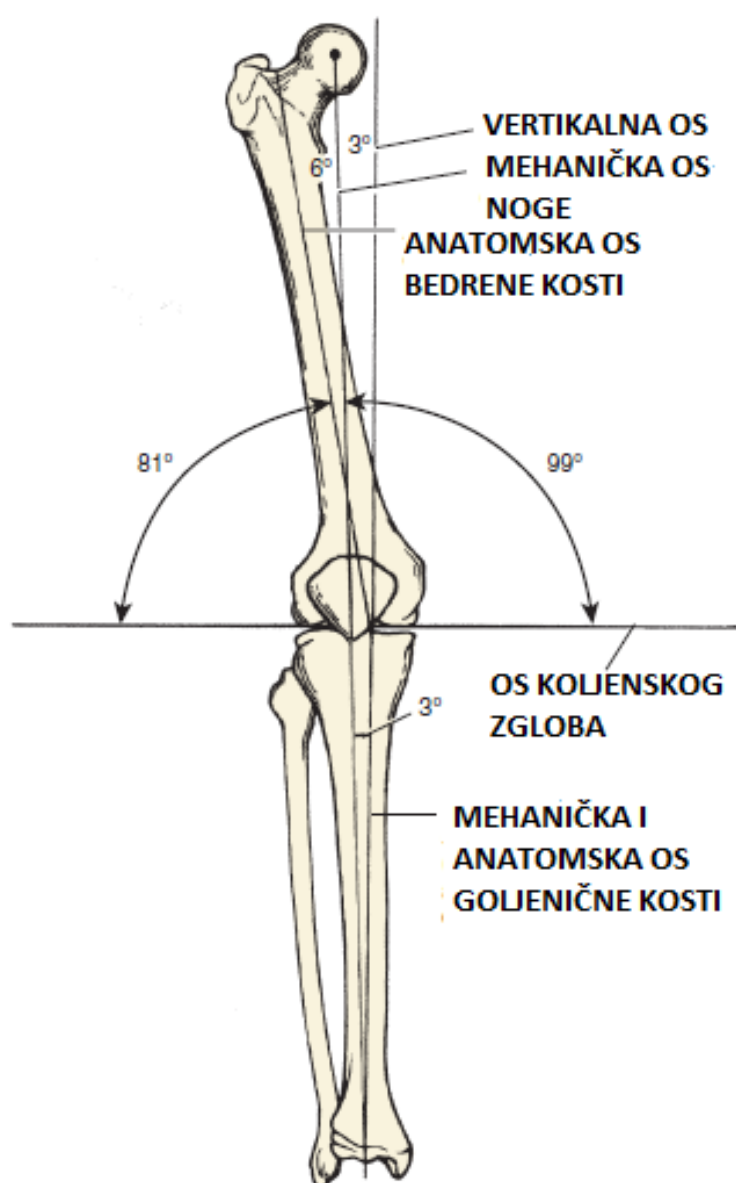
Fleksija koljena je pokret s najvećim opsegom i iznosi 130°, pasivna je moguća i do 160°, ekstenzija iznosi oko 0°, a pasivno je moguća do 10°. Funkcionalni opseg pokreta u svakodnevnom životu pretežno se kreće od 0° do 90°. Kod čučnja koljeno se flektira do 117°, također i kod podizanja tereta, a kod ustajanja iz stolca do 110°. Rotacija ovisi o fleksiji, tako da je minimalna pri ekstenziji koljena, a pri fleksiji od 90° može biti 45° vanjska i 30° unutarnja rotacija. Pri fleksiji koljena od 30° moguće su adukcija i abdukcija par stupnjeva, inače te kretnje nisu moguće u koljenu. Kretnje u koljenu su kompleksne i centar rotacije se mijenja, policentrična rotacija, te trenutni centar prati krivulju oblika slova J oko kondila femura i kod fleksije se giba u natrag. Menisci su također pokretni, tako da kod luka gibanja od 120° medijalni menisk se giba prema naprijed 0.5 cm, a lateralni 11 cm. Kod posljednjih 15° ekstenzije događa se unutarnja rotacija femura, tibija se rotira prema van. Os rotacije koljena je medijalni kondil bedrene kosti. U patelofemoralnom zglobu događa se klizanje. (Miller et al 2012.)

Kolateralni i križni ligamenti ograničavaju pokrete u koljenu. Kod hoda prednji križni ligament podnosi opterećenje od 170 N, a kod trčanja 500N. (Miller et al 2012.) Trent i suradnici (1976) istraživali su naprezanja ligamenata i otkrili su da kod fleksije koljena od 105° doći će do povećanja dužine križnog ligamenta za 4 do 5 mm. Kod fleksiji koljena stražnji križni ligament je zategnut, a prednji je zategnut u ekstenziji koljena. Prosječna sila pri kojoj pucaju križni ligamenti je oko 700 N, vrijednosti negdje oko 1/4 do 1/3 težine tijela. Pri hodu ligamenti dakle podnose manje sile od sila između zglobnih površina (tlačne sile). (Pećina 1982.) Po Milleru prednji križni ligament može izdržati silu od 2200 N, kod mladih ljudi i do 2500 N. Stražnji križni 2500 do 3000 N (to je osporavan podatak), medijalni kolateralni ligament oko 5000 N, a lateralni kolateralni ligament oko 750 N. (Miller et al 2012.)

Sile koje djeluju na zglob mogu se podijeliti na sile koje djeluju na tibiofemoralni i na patelofemoralni zglob. Tibiofemoralni zglob podnosi tri puta tjelesne težine tijekom hodanja i četiri puta kod hoda po stepenicama. Menisci u tom zglobu pomažu u prijenosu opterećenja, te izdržavaju trećine do polovine tjelesne težine te kod uklanjanja meniska dolazi do

povećanja kontaktnog naprezanja, do četiri puta raste opterećenje kosti. Patela pomaže u patelofemoralnom zglobu kod ekstenzije zgloba, produživanju poluge i raspodjela naprezanja u zglobu. Ima najdeblju hrskavicu u tijelu i kod normalnog hoda podnosi opterećenje polovice tjelesne težine. Kod čučnjeva i trčanja podnosi opterećenje sedam puta veće od tjelesne težina, a kod silazjenja niz stepenice dva do tri puta veće opterećenje. (Pećina 1982.)

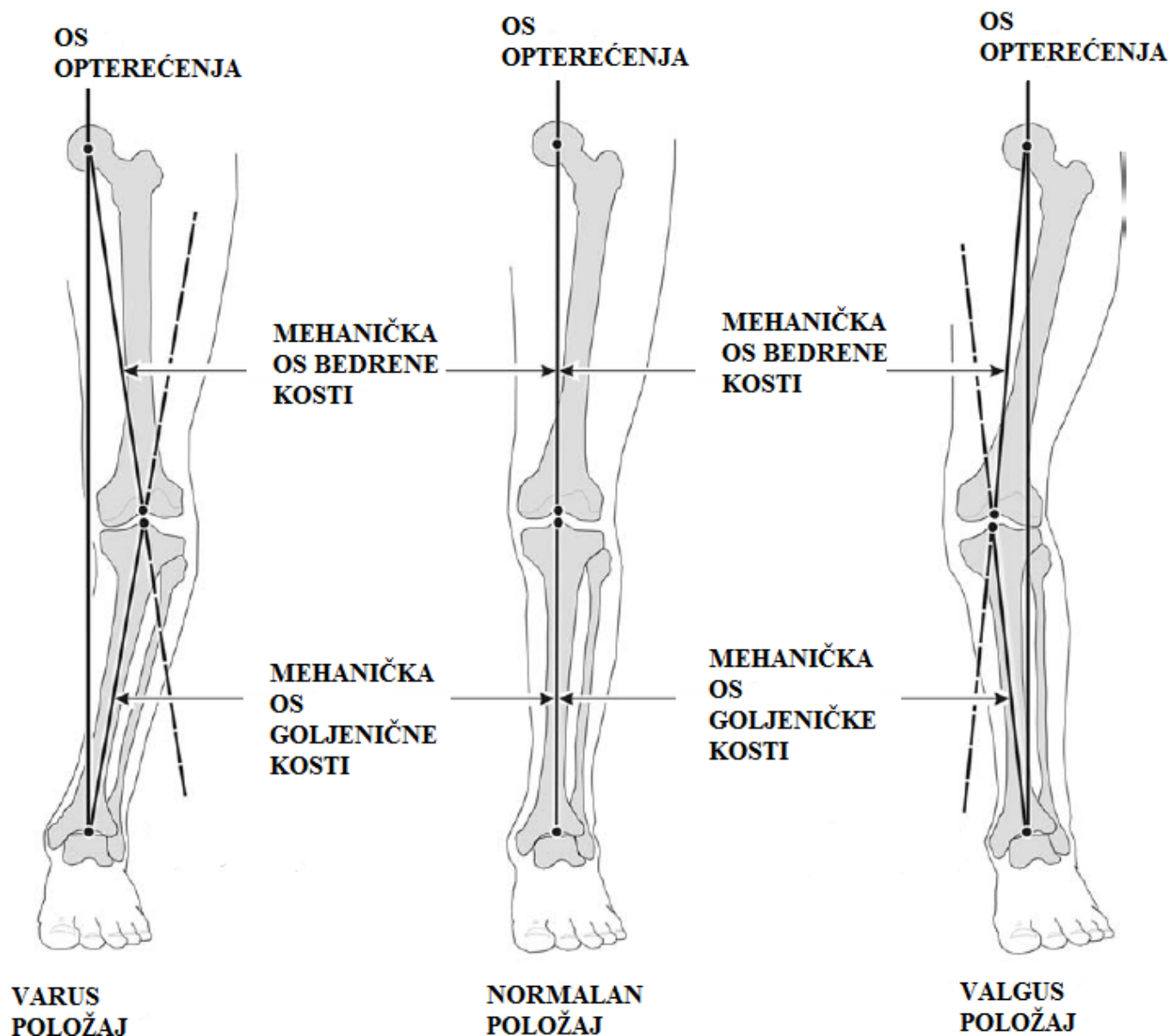
Odnos osovina kod koljenski zgloba. Postoji mehanička os, vertikalna os i anatomska os. Kut između mehaničke osi i vertikalne osi je oko 3° , a između anatomske osi bedrene kosti i vertikalne osi 6° . Dok je kut između anatomske i mehaničke osi goljenične kosti i vertikalne osi kut 3° . (Miller et al 2012.)



Slika 7. Osi u koljenskom zglobu, modificirano. PREMA: Miller D. Mark, Thompson R. Stephen, Hart A. Jennifer (2012); REVIEW OF ORTHOPAEDIC

Menisci koljena su fleksibilni i pokretni, građeni su od kolagenih vlakana koja su organizirana radijarno i longitudinalno. Lateralni menisk ima dvostruko veću pokretljivost od medijalnog meniska, posebice kod kretnji rotacije. (Miller et al 2012.) Kondili bedrene kosti prelaze duži put nego kondili tibije u gibanju koljena iz ekstenzije u fleksiju, dakle kretanje tibije osim rotacije uključuje i klizanje zglobnih površina. Dakle zglobne površine nisu sukladne i zglob će biti stabilan dok god će sila djelovati okomito na površinu na mjestu točke doticanja, ako to neće biti tako zglobne površine će kliziti. Križni ligamenti omogućuju stabilnost koljenskog zgloba, veliki značaj imaju kod hodanja po stepenicama. Medijalni kolateralni ligament najviše i najduže je opterećen pri hodu od svih ligamenata, te je bitan za održavanje ravnoteže, ako ne postoji varus ili valgus deformitet koljena. Uklanjanjem medijalnog meniska slabi i medijalni kolateralni ligament do tri puta, a vlačna sila manja za 10 %. (Pećina 1982.)

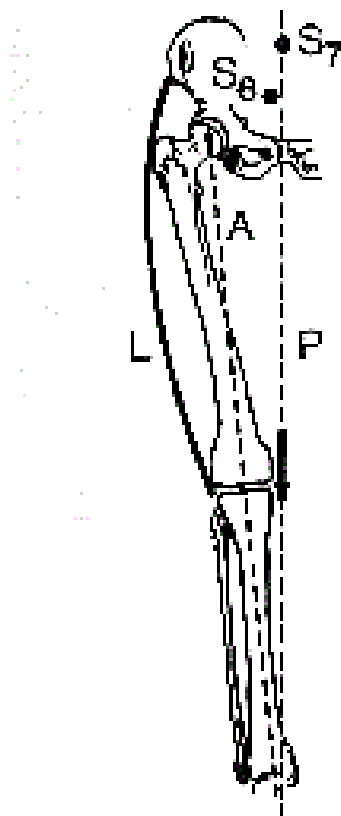
Najbolji način za prikazivanje raspodjele sila u koljenskom zglobu je promatranjem mehaničke osi bedrene i goljenične kosti. Ravnina osi ovisi o geometriji kosti i zglobnih površina između goljenične i bedrene kosti. U neutralnom položaju noge kut između mehaničkih osi goljenične i bedrene kosti je od 0° do 2° prema varus položaju, dakle osi praktički leže na istom pravcu. U tom slučaju centar koljenskog zgloba nalazi se lateralno od osi opterećenja. Kod varus položaja centar koljenskog zgloba nalazi se lateralno od osi opterećenja, i u tom slučaju medijalni dio koljenskog zgloba je pod većim opterećenjem. Kod valgus položaja centar se nalazi medijalno od osi opterećenja i lateralni dio zgloba trpi veće opterećenje. (Cooke et al, 2007.) Genu valgum još nazivamo X-noge i kod tog položaja prekomjerno je nategnut lig. collaterale tibiale, dok genu varum nazivamo O-noge gdje je prekomjerno nategnut lig. collaterale fibulare. (Platzer 2003.) Zbog toga što je neutralni položaj noge normalno u blagom varus otklonu, do 2°, medijalni dio zgloba trpi veće opterećenje, 60 do 70%. Kod varus i valgus položaja nogu, koji nisu više fiziološki, smanjuje se površina zgloba koji je opterećen i pojačava se opterećenje ostatka zglobne površine, što se povezuje s nastankom osteoartritisa. (Tanamas et al, 2009.)



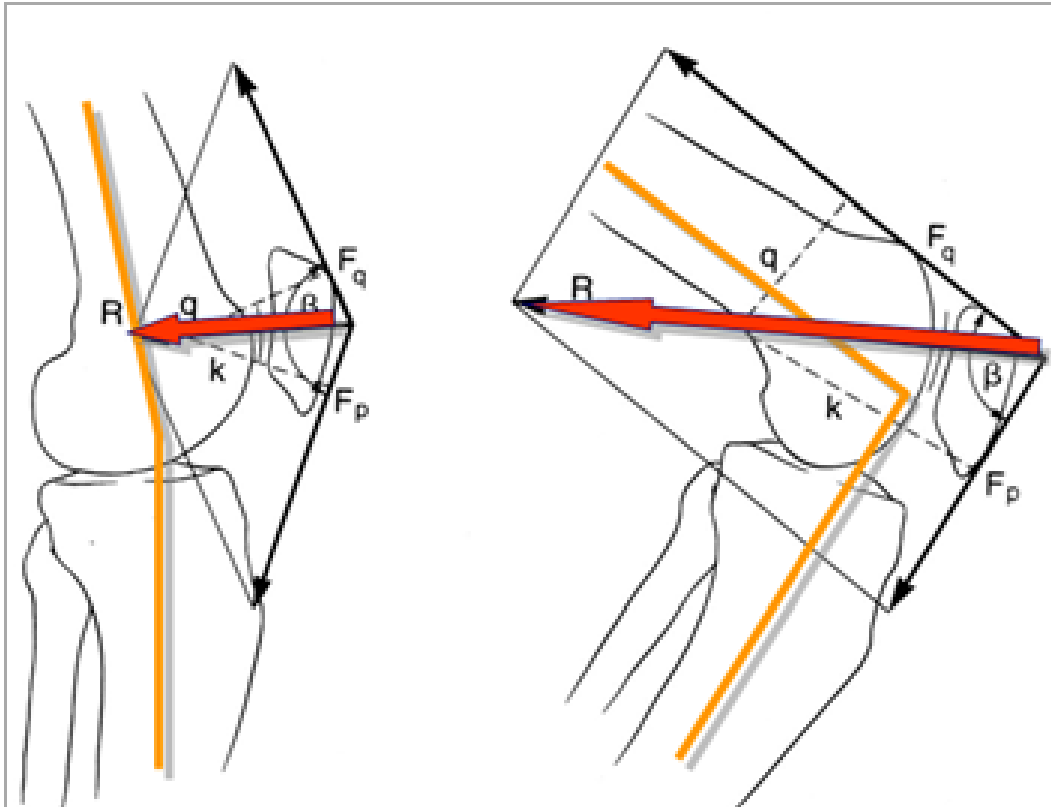
Slika 8. Varus, normalan i valgus položaj, modificirano. PREMA: Cooke et al; Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement

Na koljeno djeluju sile težine tijela, mišićne sile i inercija koje nastaju pri kretanju. Kod stajanja na dvije noge na svako koljeno djeluje sila jednaka polovici težine tijela, umanjena za težinu potkoljenica, a kod stajanja na jednoj nozi težina cijelog tijela umanjena za težinu jedne potkoljenice. Kod stajanja na dvije noge težište tijela (S3) nalazi se u razini trećeg slabinskog kralješka i težinu tijela podržavaju zdjelični zglob i kosti i zglobovi ispod, koljenski zglob te gornji i donji nožni zglob. Težišnica pada okomito na podlogu te je opterećenje zglobova okomito. (Pećina 1982.)

Kod stajanja na jednoj nozi opterećenje kolenskog zgloba malo je veće od same težine tijela, opterećenje koljena iznosi 93% težine tijela, ali da bi koljeno ostalo stabilno potrebno je djelovanje mišićne sile koje ne dozvoljava ukošenje bedrene spram goljenične kosti. Tu silu čine m. gluteus maximus, m. tensor fasciae latae i tractus iliotibialis, takozvani zdjelični deltoid. Ta sila djeluje protiv težine tijela, gdje težišnica pada medijalno, a sila mišića djeluje lateralno. Da bi došlo do stanja ravnoteže, rezultanta sila između težine tijela i mišićne sile mora padati između medijalnog i lateralnog kondila bedrene kosti. Za normalno koljeno otklon od okomice, pri stajanju na jednoj nozi, iznosi 5°. Zbog djelovanja sile mišića opterećenje koljena je veće nego kod stajanja na dvije noge, gdje je djelovanje mišića mnogo manje da bi se održala ravnoteža. Snaga kojom kvadriceps pritišće koljeno ovisi i o kutu fleksije koljena, gdje se za svaki stupanj fleksije mišićna sila mora povećati za 6% da bi koljeno ostalo stabilno, kao što se vidi na slici 8. (Pećina 1982.)



Slika 9. Raspored sila kod stajanja na jednoj nozi, vidi se pomak težišta medijalno, težišnica medijalno (P), djelovanje mišićne sile lateralno (L) i rezultanta sila (A). PREMA: Hungerford et al: RELEVANT BIOMECHANICS OF THE KNEE FOR KNEE REPLACEMENT



Slika 10. Odnos fleksije koljena i povećanja pritiska na patelofemoralni zglob prikazan crvenom strelicom kao rezultantom sila djelovanja kvadricepsa i tetive patele. PREMA:

<http://www.mikereinold.com/2009/06/biomechanics-of-patelofemoral.html> (21.6.2015.)

Fleksiju koljena najbolje je proučavati kod čučnjeva. Rafael F. Escamila proveo je ispitivanje o koristi i štetnosti čučnjeva kod osoba sa zdravim koljenima i kod osoba u svrhu rehabilitacije. Istraživanje je pokazalo da je u svrhu rehabilitacije preporučena fleksija koljena 0 do 50°, a kod osoba sa zdravim koljenima i sportašima preporučeni je fleksija do granice dubokih čučnjeva, te ona poboljšava stabilnost koljenskog zgloba. Kod dubokih čučnjeva povećava se šansa ozlijede meniska te kolateralnih i križnih ligamenata. (Escamilla, 2001.)

Kod proučavanja djelovanja sila u koljenskom zglobu koristimo pojednostavljeni model s resultantama sila. Kada promatramo tibiofemoralni zglob govorimo o tlačnom opterećenju kondila i meniska. Zglobna čahura se opterećuje i vlačno, a također i prenosi sile smicanja. Po Harringtonu (1976) prednji križni ligament prenosi silu od 250 do 400 N u fazi oslonca, a stražnji 300 do 500 N u kasnijoj fazi, a tibiofemoralni zglob podnosi sile od dva do

pet puta veće od težine tijela (1400 do 3500 N), iz toga se vidi da su sile ligamenata važne za izračunavanje tlačnih sila u zglobu. Po nekim drugim ispitivačima (Trent i suradnici) sile ligamenata nisu toliko značajne. Ovisno o autoru koji je proučavao prijenose sila u koljenskom zglobu razlikuju se vrijednosti. (Pećina 1982.)

Nekada, a i danas je problematično izmjeriti točne prijenose sila u zglobu, koje djeluju na ligamente, meniske i kosti. Moguće je mjeriti pokretljivosti zglobova, EMG, sile pritiska na podlogu, no ništa od toga ne daje točne podatke. Postoje i mogućnosti proučavanja sila na lešu, no to ne preslikava svakodnevna opterećenja zgloba. Tako da se koriste matematički modeli (muskuloskeletni model) koji sadrži i kosti, mišiće, zglobove, i ostale „pasivne“ strukture, većina podataka o samim kostima i zglobovima dobivena mjerenjem na leševima. Koristeći takav model Shelburne i suradnici pokušali usporediti razliku opterećenja zgloba sa i bez prednjeg križnog ligamenta. U modelu su koristili kosti: bedrenu kost, patelu, tibiju te kosti stopala. Njih su povezali sa zglobovima: zglob kuka, tibiofemoralni zglob, patelofemoralni zglob, gležanj i metatarzalni zglob. Korišteno je i 14 elastičnih elemenata (ligamenata) i 13 mišića. Iz rada su dobili rezultat da je utjecaj sila na tibiofemoralni i patelofemoralni zglob pri hodu sličan kod normalnog (zdravog) koljena i koljena kojem nedostaje prednji križni ligament. (Shelburne et al, 2005.) Guoan Li i suradnici istraživali su na smrznutim uzorcima, in vitro, utjecaj mišićnog opterećenja (kvadriceps), opterećenja tetiva m. semitendinosusa, m. semimembranosusa i m. biceps femorisa i kombiniranog opterećenja na prednje i stražnje križne ligamente. Koristili su 18 svježih smrznutih ljudskih koljena i na njima radili fleksiju do 150° iz potpune ekstenzije. Zaključili su da je sila koja djeluje na prednji križni ligament najveća kod fleksije od 30° (70N, opterećenje kvadricepsa) i sa povećanjem fleksije sila se smanjivala. Pri fleksiji od 150° iznosila je 30N (opterećenje kvadricepsa). Najveća sila koja djeluje na stražnji križni ligament je kod fleksije od 90° (oko 100 N) i nastaje kao odgovor na opterećenje trima mišićima (m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris) i pri fleksiji od 150° iznosi 35 N za svaku od tih struktura. (Li et al, 2003.)

Utjecaj vrste obuće na opterećenje u zglobu koljena proučavao je Naija Shakor, kod osoba s osteoartritisom. U istraživanju je sudjelovao 31 ispitanik te je proučavano četiri različite vrste obuće: klompe, tenisice za trčanje (stability shoe), ravne cipele za hodanje i japanke, te uspoređivali sa hodom bosom nogom. Za mjerenje opterećenja korištene su optoelektroničke kamere. Te je kao rezultat dobiveno da je za oko 15% veći adukcijski

moment sila u koljenu kod nošenja klomp i tenisica za trčanje, nego kod nošenja obuće sa ravnom potplatom, ili pri hodu bosom nogom. (Shakoor et al, 2010.) Kerrigan je uspoređivao hod u cipelama sa širokom petom, uskom petom, štikli, i bosom nogom kod žena i utjecaje na momente sila u koljenu, promatrano u frontalnoj i sagitalnoj ravnini. Visine peta bile su 7 cm. Širina uske pete bila je 1-2 cm, a široke pete 4-5 cm. U sagitalnoj ravnini zbog povećanja momenta sile dolazi do povećanja rada mišića kvadricepsa, što dovodi do istezanja tetive patele i posljedično dolazi do povećanja pritiska na patelofemoralni zglobo, što se može dovesti u vezu sa degenerativnim promjenama u tom zglobo. U frontalnoj ravnini obje cipele povećavaju adukcijski moment, cipele sa širokom petom za 26%, a cipele sa uskom petom za 22% u odnosu na hod bosom nogom, što povećava tlačnu silu na medijalni dio koljena, dio koji je inače skloniji degenerativnim promjenama. (Kerrigan et al, 2001.)

4.3. DIJAGNOSTIKA U KOLJENSKOM ZGLOBU

Za dijagnostiku koljenskog zgloba koristi se rendgenska snimka, mediolateralne i anteroposteriorne snimke. Moguće je raditi snimke u stojećem položaju, na dvije (bipodalno) ili na jednoj nozi (monopodalno), te u ležećem položaju. Ležeća snimka ne daje prave odnose mehaničkih i funkcionalnih osovina, dok stajanje na jednoj nozi najbolje prikazuje deformacije. Visina patele u odnosu na kondile femura često je u korelaciji sa patologijom koljenskog zgloba te je bitno njeno određivanje, koljeno se snima pri fleksiji od 30°. Kod nestabilnosti patele gleda se i nagib patele i lateralni pomak. (Pećina 1982.)

5. PATOLOŠKI HOD

5.1. NORMALAN HOD

„Održavanje ravnoteže i pokretanje tijela prema naprijed naizmjeničnom akcijom obaju donjih udova omogućen je brojnim mehaničkim zbivanjima, pri čemu su najvažnije mišićna snaga, te sila teža i sila inercije.“ (Ivo Ruszkowski, 1989.) Pri hodu težišnica ne prolazi središtem zdjelice, nego lateralnije, na strani opterećene noge, potrebno je održati ravnotežu zdjelice u frontalnoj, sagitalnoj i horizontalnoj ravnini. U frontalnoj ravnini održavanjem ravnoteže između težine tijela i sile mišića (abduktori), tu se izvode mali pokreti abdukcije i adukcije. U sagitalnoj ravnini ravnotežu održavaju m. gluteus maximus i natkoljениčni fleksori te se tu izvode pokreti fleksije i ekstenzije što su osnovni pokreti pri hodu. U horizontalnoj ravnini tu funkciju imaju prednji i stražnji rotatori kuka i ravnoteža u toj ravnini omogućuje nošenje tijela prema naprijed.

Pri normalnom hodu potrebno je razlikovati dvije faze, u prvoj fazi opterećene su obje noge, a u drugoj opterećena je samo jedna. Prva faza je kraća od druge. Druga faza se može podijeliti na još dva dijela, faza oslonca noge i faza iskoraka (faza njihanja noge).

U prvoj fazi, fazi opterećenja obje noge, kuk prednje noge je u fleksiji, a stražnje u ekstenziji, koljena su u početku ekstendirana, a kasnije se blago flektiraju. Stopalo prednje noge o podlogu se upire svojim stražnjim dijelom, dok se stopalo stražnje noge upire prednjim dijelom. Najvažniji mišići koji djeluju u ovoj fazi hoda su m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris i m. triceps surae uz pomoć sinergista. Ova faza pri normalnom hodu traje 1/10 sekunde.

Druga faza, faza opterećenja jedne noge. Jedna noga nosi težinu tijela, gdje se opterećenje kreće od pete prema prednjem dijelu stopala. Kuk i koljeno te noge su ekstenzirani i ona ima trostruku funkciju: nošenje težine tijela, održavanje ravnoteže i progresiju tijela prema naprijed. Druga noga je njišuća noga, flektirana je u kuku i koljenu i kreće se prema naprijed, u početku djelovanjem fleksora kuka, a kasnije inercijom. Kasnije zglobovi kuka ostaju u fleksiji, a koljeno prelazi u ekstenziju, te ta noga petom dotiče podlogu i ponovo počinje prva faza, opterećenja obje noge.

Hod je dinamičko zbivanje u kojem mišići relativno kratko sudjeluju. Mogu djelovati kao akceleratori i deceleratori, te stabilizatori. Mišići imaju vrlo bitnu ulogu u pokretanju koraka, ubrzanju i usporanju koraka, stabilizaciji zglobova. Hod je vrlo kompleksan proces i potrebna je usklađena akcija mišića kuka, zdjelice, kralježnice, trupa i noge. (Ruszkowski 1989.)

Michael S. Orendurff je proučavao premještanja težišta tijela kod promjene brzine hoda. Proučavao je težište u vertikalnom (Z) i mediolateralnom (X) smjeru. U istraživanju je sudjelovalo deset ispitanika, hodali su brzinama od 0.7 m/s, 1.0 m/s, 1.2 m/s, 1.6 m/s te proizvoljnom brzinom (SS). Proučavana i dužina koraka, širina koraka te ritam u ovisnosti o brzini hoda. Istraživanje je pokazalo da kod povećanja brzine dolazi do povećanja premještanja težišta u vertikalnom smjeru, te smanjenja premještanja u mediolateralnom smjeru. Kod proizvoljne brzine je premještanje težišta u vertikalnom smjeru bilo najveće, a u mediolateralnom najmanje. Dužina koraka se s brzinom povećava, a širina se smanjuje, dok ritam također raste. (Orendurff, 2004.)

5.2. ŠEPANJE

Poremećaj normalnog, prirodnog, hoda ne mora biti uzrokovana samo patologijom kuka, već i nekih drugih struktura, čak i ramenog zgloba. Šepanjem nazivamo hod kod kojeg nema usklađenih fizioloških, naizmjeničnih i ritmičnih kretnji. Kao glavni uzrok šepanja u zglobov kuka navodi se bol, osim boli još su tu artikularne promjene, insuficijencija mišića, skraćanje udova. Više vrsta šepanja može imati sličnu, ili istu, kliničku sliku te je kod velikog broja šepanja moguća kompenzacija, u slučaju zgloba kuka kompenzira neki drugi zglob donjeg uda, ili u slučaju drugog zgloba kompenzira zglob kuka. Postoji i dekompenzacija šepanja, gdje kod valgus i varus položaja u zglobov kuka kod odmorne muskulature se ne primjećuje patološki hod, no kada dođe do zamora javi se šepanje.

Šepanje možemo podijeliti s obzirom na tri ravnine, šepanje u sagitalnoj, frontalnoj i horizontalnoj ravnini.

U sagitalnoj ravnini uzroci šepanja su kontraktura kuka, fleksijska ankiloza te kljenut m. gluteusa maximus. Pojačana lordoza slabinskog dijela kralježnice i fleksija zdravog kuka, kod prva dva uzroka šepanja, kompenziraju nemogućnost ekstenzije zahvaćenog

zgloba. Kod umjerenog hoda ne dolazi do vidljivog šepanja. Kada postoji ankiloza oba zgloba hod omogućuju pokreti u koljenu i stopalu. M. gluteus maximus ne dozvoljava naginjanje tijela naprijed pri hodu te kod njegove kljenuti dolazi do kompenzatornog zabacivanja ramena straga.

Postranično šepanje, šepanje u frontalnoj ravnini, uzrokovano je pogrešnim abdukcijским i adukcijским položajem kuka, gdje kontrakture i ankiloze uzrokuju prividnu promjenu dužinu noge, bolnosti u kuku i poremećajem ravnoteže u zdjelici. Kod krivog adukcijskog položaja noga je prividno kraća, a kod abdukcijskog duža.

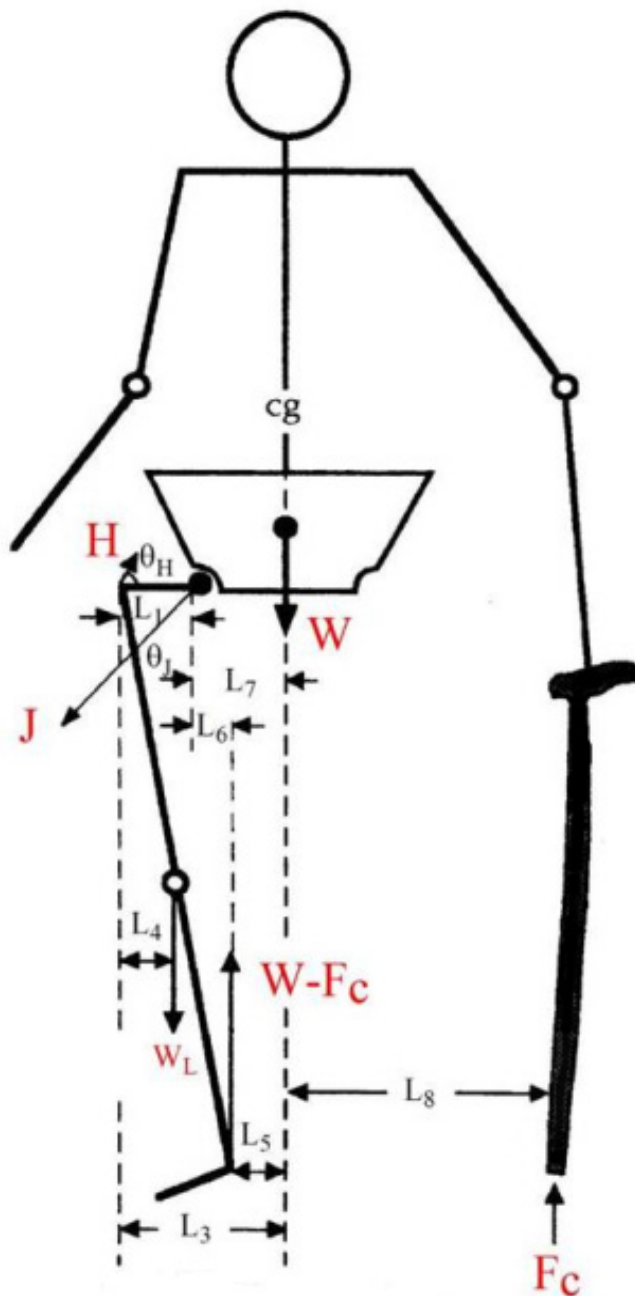
Šepanje uzrokovano nestabilnošću zdjelice u frontalnoj ravnini uz kompenzatorno naginjanje tijela je insuficijentno šepanje. Mišićna sila se opire težini tijela da bi momenti sila bili jednaki i zdjelica se nalazila u stanju ravnoteže, to su većinom abduktorni mišići. Ako je sila mišića preslaba da bi održavala ravnotežno stanje, zdjelica se spušta na stranu jače sile. U stojećem stavu to se naziva pozitivnim Trendelenburgovim znakom. Mišićna slabost može biti apsolutna ili relativna, kod zamaranja, na primjer kod kokse vare ili valge dolazi do zamaranja mišića i pada zdjelice i poremećaj ravnoteže se događa povremeno. Kod apsolutne slabosti mišići cijelo vrijeme ne mogu održavati ravnotežu te dolazi do kompenzacije tijelom. Da bi zdjelica bila ravna momenti sila moraju biti jednaki, a pošto se mišićna sila, komponenta sile, ne može povećati, jedini način da se momenti izjednače je da se medijalni krak smanji, moment je jednak umnošku sile i kraka. To se događa naginjanjem tijela na stranu opterećene noge (kuka), ujedno i bolstan zglob. Tako se težište približava središtu kuka i opterećenje zgloba se također smanjuje. Sličan mehanizam šepanja javlja se i kod luksacije i subluksacije kuka. Kod zahvaćenosti oba zgloba ovim patologijama dolazi do naginjanja naizmjenično na obje strane, zdjelica je spuštena na stranu opterećene noge te se takav hod naziva gegajući hod. Kod antalgickog šepanja također dolazi do naginjanja tijela na opterećeni kuk, sa svrhom skraćanja medijalne poluge i odterećenje zgloba. Šepanje kod skraćanja noge karakterizirano je stabilnom zdjelicom, gdje se koljeno i kuk zdravije noge jače flektiraju. Iskorak kraćom nogom je kraći i koljeno se ne flektira normalno.

Fiksirani krivi položaj kuka u unutarnjoj ili vanjskoj rotaciji dovodi do šepanja u horizontalnoj ravnini, ankiloza je jedan od uzroka. Kompenzirani pokreti događaju se u zdravom kuku, i to je rotacija zdjelice. Ako je ankilozni kuk u unutarnjoj rotaciji, zdravi će to

kompensirati vanjskom rotacijom. Na ovaj način se odteruje koljenski zglob, koji je zajedno sa stopalom, na ovaj način krivo i previše opterećen. (Ruszkowski 1989.)

Joseph Zeni proučavao je odnos između fizičkog pogoršanja pacijenata s osteoartritisom kuka i obrasca hoda. Kod pedeset i šest ispitanika, koji su čekali transplantaciju kuka, promatrana je asimetrija hoda na zahvaćenoj strani. Rezultat je pokazao da su abduktori kuka na zahvaćenoj strani bili slabiji 28 % te su ispitanici prijavili mnogo veću bol. Na toj strani 6 % je bila manja vertikalna komponenta reakcije podloge i značajno manji fleksijski i ekstenzijski momenti i kutovi. Adukcijski moment je ostao isti kod oba kuka, dok je abdukcijski bio smanjen za 7 %. Odnos pokretanja trupa u odnosu na zdjelicu u frontalnoj ravnini bio je 3.1° veći kod oslanjanja na zahvaćenu stranu, nego kod oslanjanja na zdravu nogu, pri hodu. Nije postojala značajna razlika u lateralnom nagninjanju trupa. Na zahvaćenoj strani rotacija zdjelice bila je 1.8° veća, te je primijećen veći pad zdjelice. Zaključeno je da osobe sa slabijim abduktornim mišićima više rade kompenzacijske kretnje, značajniju rotaciju trupa u frontalnoj ravnini te veću sklonost nagninjanju na bolesnu stranu. Te promjene podržavaju teoriju zašto pacijenti hodaju Trendelenburgovim obrascem hoda, koji je karakteriziran nagninjanjem trupa, rotacijom ili padom zdjelice. Dok je snaga mišića bitna za biomehaniku hoda, bol nije dovedena u vezu sa nekom od biomehaničkih komponenti i promjenom obrasca hoda. Postavlja se pitanje koliko je, zbog kompenzacijskih mehanizama, opterećenje drugih zglobova noge veće i koliko je veća sklonost razvoju novih osteoartritičkih promjena. (Zeni, 2014.)

Slično postraničnom šepanju je korištenje štapa u cilju smanjenja momenta sile. Nagninjanje smanjuje medijalni krak zahvaćene noge. Štap se koristi u suprotnoj ruci od zahvaćene noge i on oslanjanjem smanjuje utjecaj težine tijela i tako smanjuje moment medijalne poluge i mišićnu silu koja je potrebna da bi se momenti izjednačili. Osim korištenja štapa, u slučaju debele osobe, smanjenje tjelesne težine je također način rasterećenja zgloba kuka. (Ruszkowski 1989.)



Slika 11. Utjecaj korištenja štapa na smanjenje težine tijela (W) i smanjenje potrebne mišićne sile (H) za uspostavljanje ravnoteže zdjelice, modificirano. PREMA: Ji Yean Kwon et al; Osteocyte Apoptosis-Induced Bone Resorption in Mechanical Remodeling Simulation – Computational Model for Trabecular Bone Structure, 2012.

ZAKLJUČAK

Biomehanika kao znanost ima svoje temelje i svoju primjenu pa tako i u ortopediji. Ovo što je spomenuto u radu je samo djelić jednog velikog područja, puno šireg i kompleksnijeg. U radu je prikazana osnova biomehanike, u svrhu shvaćanja načina djelovanja sila na lokomotorni sustav, što je u stvarnosti daleko složenije, zbog same složenosti biosistema kojima se biomehanika bavi. Daljnjim razvojem tehnologije i znanosti općenito biomehanika će se sigurno razvijati, dok će neki osnovni principi, kojima se ovaj rad u suštini i bavio, ostati isti.

ZAHVALE

Zahvaljujem mentoru doc.dr.sc. Goranu Bićaniću na srdačnoj i stručnoj pomoći pri pisanju ovog diplomskog rada. Zahvaljujem svojim roditeljima i sestrama na podršci i pomoći koju su mi pružili tijekom studiranja. Zahvaljujem također i svim svojim prijateljima.

LITERATURA

Biomechanics of Patellofemoral Rehabilitation

<http://www.mikereinold.com/2009/06/biomechanics-of-patellofemoral.html>. Accessed 21 June 2015

Cooke TD, Sled EA, Scudamore RA (2007) Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. J Rheumatol 34:1796–801.

Docteurcllic: prenez votre sante en main

<http://www.docteurcllic.com/dictionnaire-medical/coxa-valga.aspx>. Accessed 19 June 2015

Escamilla RF (2001) Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Med Sci Sports Exerc 33:127-41.

<http://imgarcade.com/1/coxa-varum/>. Accessed 19 June 2015

<http://imgbuddy.com/hip-abductor-muscles.asp>. Accessed 21 June 2015

Hungerford DS, Kenna RV, Haynes DW (2015) Relevant Biomechanics of the Knee for Knee Replacements.

<http://aboutjoints.com/physicianinfo/topics/biomechanicknee/biomechanics.htm>. Accessed 19 June 2015

Huston, Ronald L (2008) Principles of Biomechanics, Boca Raton, CRC Press Taylor and Francis Group.

Kerrigan DC, Lelas JL, Karvosky ME (2001) Women's shoes and knee osteoarthritis. Lancet 357:1097–8.

Krmpotić-Nemanić Jelena, Marušić Ana (2007) Anatomija čovjeka, Zagreb, Medicinska naklada.

Kwon JY, Naito H, Matsumoto T, Tanaka M (2012) Osteocyte Apoptosis-Induced Bone Resorption in Mechanical Remodeling Simulation - Computational Model for Trabecular Bone Structure
<http://www.intechopen.com/books/apoptosis-and-medicine/osteocyte-apoptosis-induced-bone-resorption-in-mechanical-remodeling-simulation-computational-model>. Accessed 18 June 2015

Miller D. Mark, Thompson R. Stephen, Hart A. Jennifer (2012) REVIEW OF ORTHOPAEDICS, Philadelphia, Saunders, an imprint of Elsevier Inc.

Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, Berge JS, Rohr ES, Kadel NJ (2004) The effect of walking speed on center of mass displacement. J Rehabil Res Dev 41:829-34.

Pećina, Marko (1982) Koljeno, primijenjena biomehanika, Zagreb, Jugoslavenska medicinska naklada.

Platzer, Werner (2003) Priručni anatomske atlas u tri sveska; Prvi svezak Sustav organa za pokretanje, Zagreb, Medicinska naklada.

PT 411 Study Guide (2013-14 Schwartz) - StudyBlue
<https://www.studyblue.com/notes/note/n/pt-411-study-guide-2013-14-schwartz/deck/9004389>. Accessed 21 June 2015

Ruszkowski, Ivo (1989) Osnove primijenjene biomehanike zglobova kuka, Zagreb, Biblioteka Udžbenici i priručnici Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Shakoor N, Sengupta M, Foucher KC, Wimmer MA, Fogg LF, Block JA (2010) Effects of Common Footwear on Joint Loading in Osteoarthritis of the Knee. Arthritis Care Res (Hoboken) 62: 917–923.

Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG (2005) Muscle, Ligament, and Joint-Contact Forces at the Knee during Walking. Med Sci Sports Exerc 37:1948-56.

Sportliche Belastbarkeit und Belastungsgestaltung im Schul- und Freizeitsport bei Kindern und Jugendlichen mit arthrotischer Vorschädigung des Hüftgelenks (Hüftdysplasie)
http://www.gucosa.de/recherche/frontdoor/?tx_slubopus4frontend%5bid%5d=urn:nbn:de:bsz:ch1-199801533. Accessed 21 June 2015

Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, Wluka AE, Berry P, Urquhart DM (2009) Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum* 61:459–67.

Triangle Tilt and Steel Osteotomy: Similar Approaches to Common Problems
http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3093813_TOORTHJ-5-124_F6&req=4. Accessed 19 June 2015

The Gait Guys, Exploring the Complex Links Between Human Form & Function
<http://thegaitguys.tumblr.com/post/44139787092/twisted-part-4-hopefully-you-have-been>. Accessed 19 June 2015

Zeni J Jr, Pozzi F, Abujaber S, Miller L (2015) Relationship between physical impairments and movement patterns during gait in patients with end-stage hip osteoarthritis. *J Orthop Res* 33:382-9.

ŽIVOTOPIS

Rođen sam u Bjelovaru, 14.2.1989, godine, gdje sam završio osnovnu i srednju školu.